

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2000-229078

(43)Date of publication of application : 22.08.2000

(51)Int.Cl.

A61B 8/00

(21)Application number : 11-032380

(71)Applicant : JAPAN SCIENCE & TECHNOLOGY
CORP

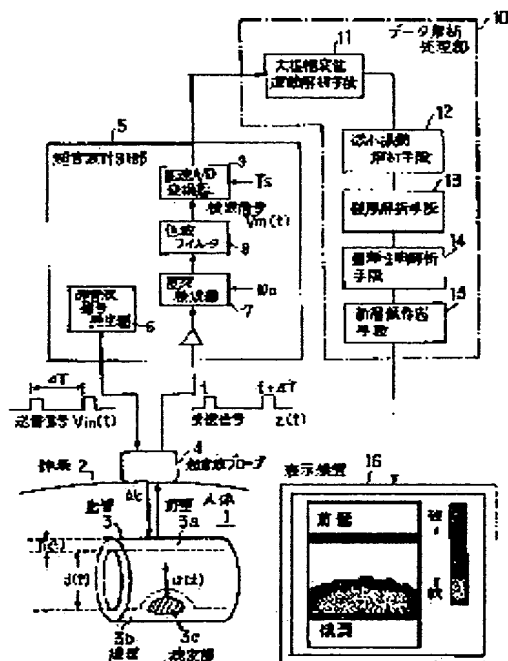
(22)Date of filing : 10.02.1999

(72)Inventor : KANAI HIROSHI
KOIWA YOSHIO(54) VASCULAR LESION DIAGNOSTIC SYSTEM AND DIAGNOSTIC PROGRAM MEMORY
STORAGE MEDIUM

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To precisely mensurate the physical characteristic of a blood vessel wall by analyzing the inner and outer surfaces of the blood vessel wall by a large amplitude displacement motion analyzing means under a limiting condition of making the sum of displacements in one beat of large amplitude displacement motion zero.

SOLUTION: An ultrasonic probe 4 is driven by an ultrasonic pulse of ΔT period to emit an ultrasonic beam into the body through a body surface 2. The ultrasonic beam is reflected by a blood vessel 3, and transmitted to an ultrasonic mensuration part 5 through the ultrasonic probe 4. Amplification, orthogonal wave detection and A/D conversion are performed there to form a detection waveform showing a tomographic data, which is then inputted to a data analyzing processing part 10. A large amplitude displacement motion analyzing means 11 analyzes the amplitude and phase of a wave detection signal $V_m(t)$ under the limitation of making the accumulation of displacements within one beat zero to determine the large amplitude displacement motion loci of the inner and outer surfaces of the blood vessel wall accompanied by the heart pulsation. According to this, stable images can be provided to perform a precise measurement.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

02.03.2001

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

3398080

BEST AVAILABLE COPY

い違いがあるかのように見える。しかし最近の解釈では、心筋梗塞などの発症は、アテロームによる直接的な足動脈の閉塞に起因するよりも、脂質に富んだアテロームに何らかの原因により血管内腔を狭小/閉塞することによるのだからと考えられている。つまり脂質低下治療法がポイント、このアテロームを破れにくく安定化させることにあるというものである。

10006) したがって、現段階における動脈硬化症の治療目標とすると、1) 血管の狭窄をきたすアテロームの地層予防、退縮を抑制しながら最良の治療法を選択すること、2) このアテロームが破裂しないように安定化させること、そして3) 日本人に多い血管壁の粗さ(トース)の改善を期待すること、であるといえる。

10007) このように、動脈硬化症についての最近の知見に基づく治療法では、血管周囲の動脈硬化およびアテローム病変を、非侵襲的に、繰り返し、しかもマイクロオーダーで高精度に計測する手段のあることが不可欠であり、それがあって初めて、臨床上有効なものとなる。

しかし動脈硬化の測定についての従来技術としては、1) 血管内腔の狭窄を血液のイメージで表現する血管造影検査、MRアンギオグラフィや、2) 動脈硬化の程度を脈波速度から算出する方法などがあるが報告されているが、周所病変変のアテロームについてその特性について充分な精度で非侵襲的に測定し得るものはいまだに報告されていない。

10008) 一方、超音波診断に関する従来技術には次のようなものがある。

10009) RF信号に対するゼロクロス点検出法
心臓壁や内腔周囲の組織の体表面から超音波を用いて計測する方法が報告されている。超音波の対象からの反射波のRF(Radio frequency)信号のゼロクロス点の移動時間から、対象の変位の計測を行なう。回路クロック周波数を f と表すと、その値に依存して、速度推定には量子化誤差が生じる。変位波形は、速度波形をローパスフィルタリングしたものであるから、変位波形に關しては従来計測できていて誤差が目立たないとしても、速度波形に変換すると、数~十数Hz程度の成分までも含まれないから、速度波形のように周波数スペクトル解析を行なっても意味がない。

10010) 組織ドプラー法

この技術に関しては、(参考文献2)を挙げることができ、この文獻は、被検体に向けて放射した超音波パルスの反射波を受信しこの反射波に基づいた超音波画像を表示する超音波動脈自動計測装置であって、反射波の任意時点における位置を抽出する位相検出手段と、反射波の任意位置のサンプル点を定めるサンプル点指定手段と、反射波のサンプル点における位相差を抽出しこの位

相差に対処する距離だけサンプル点を移動するサンプル移動手段と、サンプル点の移動を制御することにより被検体の動脈を自動計測しディスプレイに表示する動脈計測表示手段と、を備えた超音波動脈自動計測装置を明らかにしている。

10011) この装置では、反射波のサンプル点における位相差を抽出しこの位相差に対処する距離だけサンプル点を移動しているが、サンプル点の間隔は数mmであり、3.5MHzの超音波の生体内での波長が約500μmであるから、それ以上にサンプル点を細かくしてもあまり意味がない。いずれにしてもサンプル点間の距離が数百μmであるから、この場合の変位計測の粗さは、このオーダーになり、非常に粗いものとなる。

10012) この変位計測による変位波形は、速度波形をローパスフィルタリングしたものである。変位波形に關しては従来計測できていたとしても、速度波形に変換して考えると、計測誤差が大きくなることになる。また、変位波形には、数~十数Hz程度の成分までも含まれないから、速度波形のように周波数スペクトル解析を行なっても意味がない。

10013) またこの装置では、速度波形を計測する際、超音波パルスを数個から十数個(N個とする)送信して得られた反射波をまとめて、その間の平均的ドプラーシフトを求めている。従って、得られた速度波形の時間分解能が悪く、パルス送信周波数PRFのN分の1の標準化周波数で標準化した速度波形しか得られないことになる。

10014) パルス送波の位相関係抽出によるトラッキング法

従来の血液速度のドプラー計測では、超音波プローブから対象反射体までの距離が一定であるが、心臓壁運動の計測では、拍動に伴って、壁位置が10mm以上動くために、超音波プローブとの距離が時間とともに大きく変化する。これは心臓壁運動の計測に影響して、誤差の原因になっていた。

10015) このため本発明者らは、(参考文献3)に示す先の特許出願において、一定間隔で超音波パルスを送出し、対象物から反射されたパルスの位相関係を抽出して、これから拍動によって変動する対象物の位置を高精度にトラッキングする発明を提示した。

10016) これにより、振幅1.0mm以上の拍動に伴う大振幅変位運動上の微小振動を数百Hzまでの周波数帯域において10拍程度連続して十分高周波性良く高精度に計測することが可能となった。

(参考文献1) Brown G, Albers JJ, Fisher LD, Schaefer SM, Lin JT, Kaplan G, Zhao XJ, Blason BD, Fitzpatrick VF, Dodge HT., "Regression of coronary artery disease as a result of intensive lipid-lowering therapy in men with high levels of apolipoprotein," B. N. Engl. J Med., Vol. 323, pp. 1289-1298, 19

90. (参考文献2) 特開昭62-266040号公報 (出願人: 株式会社東芝)
(参考文献3) 特開平10-5226号公報 (出願人: 科学技術振興事業団)

10017)

【発明が解決しようとする課題】血管には、血圧の変化に起因して微小振動が生じる。この微小振動は、血管壁の内側から外向へ伝播する。そこで血管壁または血管壁を構成する各種の成分の厚さの時間変化と弾性率を求めることにより、血管壁の厚さの時間変化と弾性率を血管の周所病変部の破れやすさ/破れにくさを不安定性/安定性で表現すると、血管壁の弾性率が小さければ不安定、大きければ安定であると診断できる。このような血管の弾性率は、血管壁の厚さの時間変化を解析するにによって得られる。すなわち血管壁の内側に生じた微小振動の運動波形は、血管壁の弾性率を含む媒体特性に応じた振幅、位相で血管壁の外向へ伝播されるから、任意の周所血管壁について、その内側および外側における微小振動の運動波形を計測して、それぞれの運動波形の振幅、位相がわかれば、その部位の血管壁の弾性率を求めることができる。

10018) ここで血管は、心臓の拍動に応じて大振幅で運動しており、血流により生じる微小振動の運動は、その大振幅運動に重畳されている。しかも微小振動の振幅は、数ミクロン以下であると考えられている。そのため、従来のBモードやMモードの超音波診断装置においては、微小振動の運動を直接計測することは実際上不可能である。そこで本発明者らは、前述した参考文献3の特許出願において、超音波パルスドプラー方式による血管に向けて放射した超音波信号の反射波信号を検出するとともに、その後波信号の振幅、位相を解析して、まず大振幅で運動している血管の速変的位置を決定する

トラッキング処理を行い、次にその決定された大振幅運動の速変的位置を基準にして、微小振動の運動を精密に検出することを可能にした。
10019) しかしこのトラッキング処理により各拍動における血管の大振幅運動の速変的位置を決定していった場合、雑音や累積誤差により連続する拍動間で位置が揺れ生じよう現象が生じ、長時間連続して安定した計測を行うことができなかった。

10020) 本発明の目的は、体内の冠動脈などの血管について、血管壁の周所的な厚さの拍動に伴う微小な変位や破れやすさなどの物理的特性を、超音波を用いて連続して精密に計測できる血管病変診断システムを提供することにある。
10021)

【課題を解決するための手段】本発明は、血管の大振幅運動における拍動ごとの初期位置が拍動ごとに元に戻る

ような正規化を行うことにより、連続する拍動間で生じる位置の揺れの除去を図るものであり、それによる本発明の血管病変診断システムおよび診断プログラム記憶媒体は次のように構成される。

(1) 本発明の超音波弾性診断システムは、超音波ビームを体内の血管に向けて放射し、血管壁から反射された超音波信号を検出して検出出力する超音波計測部と、出力された後波信号に基づいて血管の特性を解析するデータ解析処理部とからなり、データ解析処理部は、上記後波信号の振幅及び位相を用いて血管壁の内面および外面の各瞬時的な位置を決定し、心臓拍動に基づく血管壁の内面および外面の各大振幅変位運動を精密にトラッキングする大振幅変位運動解析手段と、上記大振幅変位運動解析手段により得られた血管壁の内面および外面におけるそれぞれの大振幅変位運動の順次の位置に、該血管壁の内面および外面における大振幅変位運動に直量されていく微小振動の運動速度を求める微小振動解析手段と、上記微小振動解析手段により得られた血管壁の内面および外面における微小振動の運動速度の差に基づき、血管壁厚の時間変化を求める壁厚解析手段とを備え、上記大振幅変位運動解析手段は、血管壁の内面および外面の各々について大振幅変位運動の一拍での変位の和が等となる制約条件で解析することを特徴とするものである。

(2) さらに本発明の血管病変診断システムは、前項(1)において、壁厚解析手段により得られた血管壁厚の時間変化に基づく血管壁の弾性率を求める壁弾性率解析手段を備えていることを特徴とするものである。

(3) さらに本発明の血管病変診断システムは、前項(2)において、壁厚解析手段は血管壁を構成する複数の層の各々ごとにその内面および外面の微小振動の運動速度の差により弾性率を求めるものであることを特徴とするものである。

(4) さらに本発明の血管病変診断システムは、前項(1)ないし(3)において、超音波ビームの放射位置を連続的に変化させて、血管壁厚の変化の断層像を得る断層像作成手段を備えていることを特徴とするものである。

(5) 本発明の診断プログラム記憶媒体は、超音波を体内の血管に向けて放射し、血管壁から反射される超音波信号を検出して得られる後波信号の振幅および位相を用いて血管壁の内面および外面の各瞬時的な位置を決定し、心臓拍動に基づく血管壁の内面および外面の各大振幅変位運動を精密にトラッキングし、その際、血管壁の内面および外面の各大振幅変位運動の一拍の変位の和が等となるように補正する大振幅変位運動解析機能と、上記大振幅変位運動解析機能により得られた血管壁の内面および外面におけるそれぞれの大振幅変位運動の順次の位置に基づき、該血管壁の内面および外面における大振幅変位運動に直量されていく微小振動の運動速度を求める微小

$$\exp \{ j \Delta \theta (\delta_x) \} = \exp \{ j \angle C (\delta_x) \} \quad (2a)$$

$$* [\text{数}3]$$

と得られる。ここで、 $C(\delta_x)$ は次式で与えられる。

$$C(\delta_x) = \sum_{x \in R} y^*(x;t) \cdot y(x+\delta_x; t+\Delta T) \quad (3)$$

※を算出する。その結果得られた

$$\Delta \theta(\delta_x)$$

の位相を表す。*は複共役を表す。

【0054】さらに上記の演算を、ある範囲内で δ_x を

$$v(t+\Delta T/2)$$

変更してその範囲求め、その中で最小の整合偏差となる

$$\delta_x$$

と、そのときの

$$\Delta \theta(\delta_x)$$

【0053】また、 $\angle C(\delta_x)$ は、複素数 $C(\delta_x)$

の位相を表す。*は複共役を表す。

【0054】さらに上記の演算を、ある範囲内で δ_x を

$$v(t+\Delta T/2)$$

変更してその範囲求め、その中で最小の整合偏差となる

$$\delta_x$$

と、そのときの

$$\Delta \theta(\delta_x)$$

【0053】また、 $\angle C(\delta_x)$ は、複素数 $C(\delta_x)$

の位相を表す。*は複共役を表す。

【0054】さらに上記の演算を、ある範囲内で δ_x を

$$v(t+\Delta T/2)$$

変更してその範囲求め、その中で最小の整合偏差となる

$$\delta_x$$

と、そのときの

$$\Delta \theta(\delta_x)$$

【0053】また、 $\angle C(\delta_x)$ は、複素数 $C(\delta_x)$

の位相を表す。*は複共役を表す。

【0054】さらに上記の演算を、ある範囲内で δ_x を

$$v(t+\Delta T/2)$$

変更してその範囲求め、その中で最小の整合偏差となる

$$\delta_x$$

と、そのときの

$$\Delta \theta(\delta_x)$$

【0053】また、 $\angle C(\delta_x)$ は、複素数 $C(\delta_x)$

の位相を表す。*は複共役を表す。

【0054】さらに上記の演算を、ある範囲内で δ_x を

$$v(t+\Delta T/2)$$

変更してその範囲求め、その中で最小の整合偏差となる

$$\delta_x$$

と、そのときの

$$\Delta \theta(\delta_x)$$

15

$$\begin{aligned} \alpha &= \sum_{i=1}^N \left| y_{i+1} - e^{j\Delta\theta_i} y_i \right|^2 - 2\gamma \left(\sum_{i=1}^N \Delta\theta_i \right) \\ &= \sum_{i=1}^N \left[|y_{i+1}|^2 + |y_i|^2 - e^{j\Delta\theta_i} (y_{i+1})^* y_i - e^{-j\Delta\theta_i} (y_i)^* y_{i+1} \right] - 2\gamma \left(\sum_{i=1}^N \Delta\theta_i \right) \quad (7e) \end{aligned}$$

[0087] ここで、* は複素共役、 Γ はベクトルの転置を表す。この式の α を、F個の $\{\Delta\theta_i\}$ と γ に関し、最小化することによって、一相全体にわたる最適な位相遷移が一度に決定できると同時に、変位波形が得られる。

[0088] 数17 (式(7e)) の中の

[0089]

[数18]

$$(y_{i+1})^T y_{i+1}$$

[0090] を、複素定数 A_1 とおくと、

[0091]

$$\alpha = \sum_{i=1}^N \left[|y_{i+1}|^2 + |y_i|^2 - e^{j\Delta\theta_i} A_1 - e^{-j\Delta\theta_i} A_1^* \right] - 2\gamma \left(\sum_{i=1}^N \Delta\theta_i \right) \quad (7f)$$

[0096] と簡化される。数21 (式(7f)) ※

を最小にするF個の $\{\Delta\theta_i\}$ を求めるために、 α を、

$\Delta\theta_i$ と γ で微分した式をそれぞれ零とおく、※

$$\begin{aligned} \frac{\partial \alpha}{\partial \Delta\theta_i} &= -j A_1 e^{j\Delta\theta_i} + j A_1 e^{-j\Delta\theta_i} - 2\gamma = 0, \quad (i=1, 2, \dots, F) \quad (8) \\ -\frac{1}{2} \frac{\partial \alpha}{\partial \gamma} &= \sum_{i=1}^N \Delta\theta_i = 0 \quad (9) \end{aligned}$$

[0098] 数22 (式(8)) の両辺に

[0099]

[数23]

$$1/e^{j\Delta\theta_i} \quad A_1 X_i^* - j 2\gamma X_i - A_1 = 0 \quad (10)$$

[0100] を掛けて、さらに、

[0101]

[数24]

$$\begin{aligned} e^{j\Delta\theta_i} X_i &= e^{j\Delta\theta_i} \quad X_i^* = \frac{j\gamma \pm \sqrt{A_1^2 - \gamma^2}}{A_1} \quad (11) \end{aligned}$$

[0106] と得られる。ここで、 A_1 はノルム1の複

素定数である $\langle |A_1|^2 = 1 \rangle$ から、

[0107]

[数27]

$$A_1 = e^{j\theta_1}$$

$$\begin{aligned} e^{j\Delta\theta_i} &= \frac{j\gamma \pm \sqrt{1 - \gamma^2}}{e^{j\theta_1}} \\ &= e^{j\theta_i} \left(\pm \sqrt{1 - \gamma^2} + j\gamma \right) \quad (12) \end{aligned}$$

(10)

[0110] ここでは、二つの解が得られているが、その各々を数21 (式(7f)) に代入してみる。 ※

$$e^{j\Delta\theta_i} A_1^* = \pm \sqrt{1 - \gamma^2} + j\gamma \quad (13)$$

[0112] であるから、

[0113]

$$\begin{aligned} e^{-j\Delta\theta_i} A_1 &= (e^{j\Delta\theta_i} A_1^*)^* \\ &= \pm \sqrt{1 - \gamma^2} - j\gamma \quad (14) \end{aligned}$$

[0114] が得られる。これらの関係を用いると、数21 (式(7f)) の α は、 ※

$$\alpha = \sum_{i=1}^N \left[|y_{i+1}|^2 + |y_i|^2 \right] \mp \sum_{i=1}^N \left[2\sqrt{1 - \gamma^2} \right] - 2\gamma \left(\sum_{i=1}^N \Delta\theta_i \right) \quad (15)$$

[0116] と表される。したがって、数28 (式(12)) の2解の中で、上側の解のみが、整台幅を最小化できることがわかる。 ☆

$$e^{j\Delta\theta_i} = e^{j\theta_i} \left(\sqrt{1 - \gamma^2} + j\gamma \right) \quad (16)$$

[0118] さらに、数22の式(9)の制約を用いる。この式の両辺の虚数の指数を計算すると、 ◆

$$\exp \left(j \sum_{i=1}^N \Delta\theta_i \right) = \prod_{i=1}^N \exp(j\Delta\theta_i) = 1 \quad (17)$$

[0120] この式の左辺に、数32 (式(16)) の解を代入することによって、 *

$$\prod_{i=1}^N e^{j\theta_i} \left(\sqrt{1 - \gamma^2} + j\gamma \right) = \exp \left(j \sum_{i=1}^N \theta_i \right) \left(\sqrt{1 - \gamma^2} + j\gamma \right)^F = 1 \quad (18)$$

[0122] となる。ここで左辺第2項の複素数

[0123]

[数35]

$$\sqrt{1 - \gamma^2} + j\gamma$$

$$\exp \left(j \sum_{i=1}^N \theta_i \right) = \exp(-j\Omega \times F) \quad (19)$$

[0124] を、その位相角を Ω で表して、 $\exp(j\Omega)$

と記述すると、

[0125]

[数36]

$$\left[\sqrt{1 - \gamma^2} + j\gamma \right]^F = \exp(j\Omega \times F) \quad 40$$

[0128] が成り立ち、

[0129]

[数38]

的な特性を評価していることになり、アテローム等により血管内腔が著しく変形した場合等には影響が大きくないと考えられる。一方、投与した弾性薬では、動脈壁の厚みの変化を直接計測するため、局所的な評価が可能で、血管壁が変形した場合にも適用できると考えられる。

[0166] また、動脈壁の厚み変化を算出する際に血管径の変化 $\Delta d(t)$ を同時に算出し、次式によりポアソン比 ν の算出も行なった。

[0167]

[数53]

$$\nu = \frac{\frac{\Delta d}{d_0}}{\frac{\Delta h}{h_0}}$$

[0168] ここで、 Δd 、 d_0 、 Δh 、 h_0 はそれぞれ、動脈径変化の最大値、拡張期末期の動脈直径、動脈壁厚変化の最大値、拡張期末期の動脈壁厚である。図8(c)のグラフは、30歳代～60歳代の同位正常者に限ってポアソン比 ν を算出した結果を示す。グラフから明らかなように、ポアソン比は年齢とともに低下するという傾向がみられた。ポアソン比は壁が硬くなるほど小さくなるため、この傾向は妥当であると考えられる。動脈のポアソン比は、健康大動脈のポアソン比に比べ小さい値となっており、この傾向はラットにおいても確認されており、動脈壁の組成の違い等による生じると考えられる。しかし、このポアソン比も血管径の変化の項を含み、変形した動脈壁の評価の際には局所的な評価が困難となる可能性がある。

* 図1: アテロームの内腔面からの各深さごとの弾性率

弾性率 (MPa)	内腔からの深さ (mm)
3.47	← 内側
0.51	
0.61	
0.32	
0.37	
1.39	← 外側

(9) 血管弾性診断システムの実施例構成
本発明による血管弾性診断システムを実現できる好適なハードウェア構成の一例を図10に示す。図10において、21は超音波診断システム、22は周波数変換器、23はRF信号発生器、24はプロープ選択器、25はフレーム同期信号発生器、26はB/M-mode増幅器、27はサンプリング位置発生器、28はトラッキング、29は増幅器、30は直交検波器、31はB-modeイメージ表示装置、32は直交検波器、33はB-mode信号発生器、34はサンプリング位置発生器、35はオシロスコープ、36はリアルタイムシステム、37、38はシグナルプロセッサ、39はワークステーション、40はA/Dコン

変位の違いから血管壁内の組織の硬さ分布を求め、その分布を示すカラー画像をB/M-modeやECG、PCGなどの画像と同時に表示して、病変部の診断を容易にする。

[0173] 超音波診断システム21において、周波数変換器22は、40MHzのmain clockからフレームトリガと10MHzのclockを生成する。フレームトリガによりRF信号発生器23が駆動され、バースト状の超音波信号が発生される。発生された超音波信号は、プロープ選択器24により選択されている超音波プロープ32または33へ出力される。超音波プロープ32または33は、超音波ビームを被験者の体内に向けて放射するとともに、その反射波を受信する。受信された超音波信号は、増幅器29により増幅されてから、直交検波器30で直交検波され、同相信号と直交信号を生じる。同相信号と直交信号は、アナログ信号形式でリアルタイムシステム36へ出力される。また、フレーム同期信号発生器25からは、B/M-mode選択器26で選択されたmodeに応じたフレーム同期信号が発生し、リアルタイムシステム36へ出力される。

[0174] サンプリング位置発生器27からは、トラッキング動作28の動作に応じて設定されるサンプリング位置タイミング位置を規定するサンプリング位置信号が発生し、10MHzのclockとともにサンプリング信号発生器34に供給される。サンプリング位置発生器34は、T₀の期間内において、サンプリング位置信号が規定する中間のタイミング位置により1MHzのサンプリングクロックを発生し、リアルタイムシステム36のA/Dコンバータ・デジタルI/O40に供給する。

[0175] リアルタイムシステム36においては、A/Dコンバータ・デジタルI/O40とDSP37が入力信号処理を行い、DSP38とD/Aコンバータ41が出力信号処理を行う。DSP37、38とEWS39がVME-busによって結合されており、EWS39によって、血管の大動脈弾性運動と微小運動、血管壁厚の時間変化、弾性率等を求める本発明のデータ解析処理が行われる。これらのデータ解析処理を実行するためのプログラムは、HDD44あるいはメインメモリに格納されるが、CD-ROMやMOなどのリムーバブル記録媒体によってインストールされたり、ネットワーク上のファイル装置からダウンロードされるようにすることができる。

[0176] B-modeイメージとM-modeイメージはそれぞれ表示装置31と42に表示され、血管壁の硬さ分布イメージなどはオシロスコープ35を用いてカラー画像表示される。

[0177]

[発明の効果] 本発明によれば、血管運動の振動マイクロンで数百Hzまでの速い振動成分を高精度に計測できるため、血管壁の厚み変化や弾性をマイクロンのオーダーで計測することを可能にする。この結果、従来不可能であった動脈壁及び病変部の変形特性の定量的計測を高精度に行って、その空間分布をリアルタイムで画像表示することが可能になり、動脈硬化や狭心症等の診断、病変の局所弾性率と安定性などを、臨床的に短時間で繰り返し評価して、的確な診断治療を行うことができる。

[図面の簡単な説明]
[図1] 本発明の基本構成図である。
[図2] 超音波プロープによる空間走査方法の説明図である。

[図3] 血管壁の微小変位変化形状計測処理説明図である。
[図4] 反射波の検波波形の（複素波形）のモデルの説明図である。

[図5] 位相の変化だけを計測する場合の整合調整の変化の説明図である。

[図6] 一拍での累積変位を等にする制約の必要性の説明図である。

[図7] 血管壁の弾性率算出法説明図である。

[図8] 30歳代～60才代の健康者の運動脈での計測結果を示すグラフである。

[図9] 運動脈の局所弾性率についての健康者と病変因子群の分布を示すグラフである。

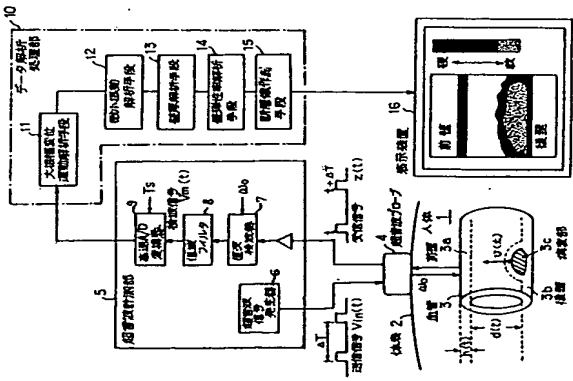
[図10] 血管弾性診断システムの実施例構成図である。

【符号の説明】

- 1: 人体
- 2: 体表
- 3: 血管
- 3a: 血管の前壁
- 3b: 血管の後壁
- 3c: 病変部
- 4: 超音波プロープ
- 5: 超音波計測部
- 6: 超音波信号発生器
- 7: 直交検波器
- 8: 低域フィルタ
- 9: 高速A/D変換器
- 10: データ解析処理部
- 11: 大動脈弾性運動解析手段
- 12: 微小運動解析手段
- 13: 壁厚解析手段
- 14: 弾性率解析手段
- 15: 断層像作成手段

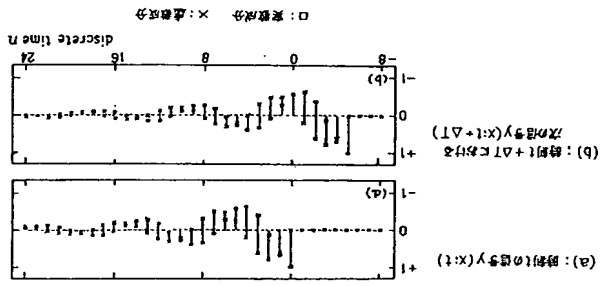
【図1】

本発明の基本構成図



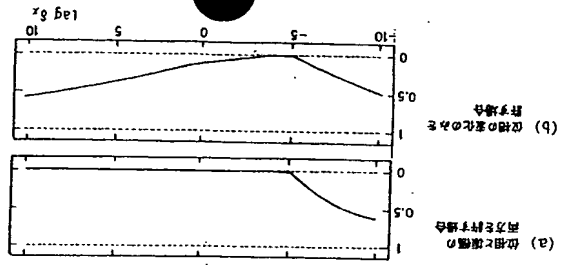
【図4】

反射波の体積形状（要素形状）のモデルの説明図



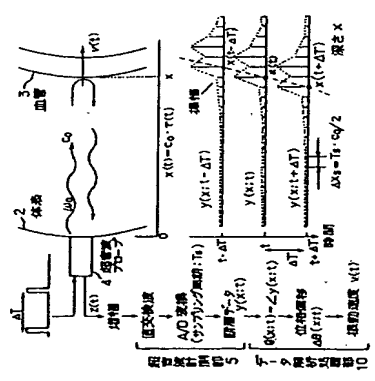
【図5】

位相の変化だけを許す場合の整合処理の変化の説明図

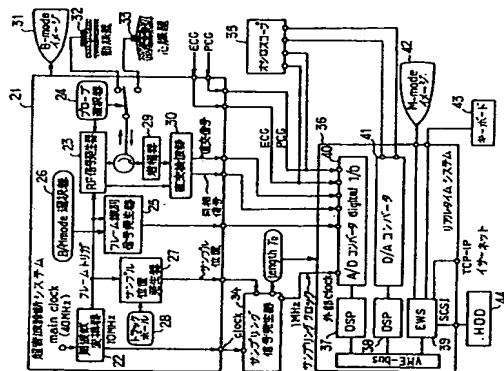


【図3】

血管壁の微小変位変位形状計測処理説明図



血管病変診断システムの実施例構成図



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.